

УДК [621.384.64:539.1.089.6]: 615.849.1

## Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 1. Зависимость от механических параметров штатива

Титович Е.В.<sup>1</sup>, Киселев М.Г.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,  
223040, агрогородок Лесной, Минский район, Минская область, Беларусь

<sup>2</sup>Белорусский национальный технический университет,  
пр. Независимости, 65, 220013, г. Минск, Беларусь

Поступила 17.06.2015

Принята к печати 03.11.2015

Для обеспечения радиационной безопасности онкологических пациентов требуется обеспечить постоянство функциональных характеристик медицинских линейных ускорителей электронов, которые влияют на точность подведения дозы. С этой целью проводятся процедуры контроля их качества, в число которых входит калибровка радиационного выхода линейного ускорителя, ошибка в установлении опорного значения дозы при проведении которой не должна превышать 2 %. Целью работы являлась разработка методики определения ошибки при установлении этой величины в зависимости от механических параметров штатива. Для решения поставленных задач проведены дозиметрические измерения дозовых распределений линейного ускорителя «Трилоджи» № 3567, на основании которых получены зависимости ошибки в определении опорного значения дозы от точности установки нулевого положения штатива ускорителя и величины девиации изоцентра вращения штатива ускорителя. Установлено, что наибольшее влияние на величину ошибки оказывает смещение изоцентра вращения штатива в плоскости, перпендикулярной плоскости падения радиационного пучка (до 3,64 % для энергии 6 МэВ). Ошибки, обусловленные наклоном штатива и девиацией его изоцентра в плоскости падения пучка, были максимальны для энергии 18 МэВ и достигали –0,7 % и –0,9 % соответственно. Таким образом, имеется возможность выразить результаты периодического контроля качества штатива линейного ускорителя в единицах дозы и использовать их при проведении комплексной оценки возможности клинического использования линейного ускорителя для облучения онкологических пациентов при условии разработки методик, позволяющих провести анализ влияния остальных его технико-дозиметрических параметров на ошибку в дозе.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, калибровка радиационного выхода линейного ускорителя, ошибки в опорном значении дозы, штатив линейного ускорителя.

---

**Адрес для переписки:**

Титович Е.В.  
РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,  
223040, агрогородок Лесной, Минский район,  
Минская область, Беларусь  
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

**Address for correspondence:**

Tsitovich Y.V.  
N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus,  
223040, Lesnoy, Minsk District, Belarus  
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

---

**Для цитирования:**

Титович Е.В., Киселев М.Г.  
Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя.  
Часть 1. Зависимость от механических параметров штатива  
Приборы и методы измерений,  
2015. – Т. 6, № 2. – С. 230–238

**For citation:**

Tsitovich Y.V., Kiselev M.G.  
Technique of estimation of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure.  
Part 1. Dependence of the mechanical parameters of linac's gantry  
Devices and Methods of Measurements  
2015, vol. 6, No. 2, pp. 230–238

## Введение

В современной лучевой терапии (ЛТ) главным критерием качества лучевого лечения пациентов является необходимость подведения терапевтической дозы с высокой точностью. В [1] определены предельно допустимые ошибки в величине поглощенной дозы, доставляемой пациентам радиационными пучками. Ошибка в установлении опорного значения дозы в течение периода эксплуатации радиотерапевтического оборудования, в частности медицинских линейных ускорителей (ЛУ) электронов, вызванная изменениями их рабочих характеристик, не должна превышать 2 % для достижения порога в  $\pm 5$  % точности доставки дозового распределения пациентам с учетом всех ошибок, возникающих на этапах предлучевой подготовки и лучевого лечения [2, 3].

Известны рекомендации, включая международные, в области контроля качества (КК) ЛУ, направленные на уменьшение интегральной ошибки в дозе, доставляемой пациентам [4, 5, 6]. Основным недостатком данных программ КК ЛУ является то, что методики оценки результатов КК не являются оптимальными в области, касающейся вынесения решения о возможности дальнейшей клинической эксплуатации обследуемых ЛУ, поскольку используют в качестве приемлемости не дозовые величины. Существующие предельно допустимые отклонения характеристик линейных ускорителей не учитывают параметры пациентов и опухолей и, что особенно важно, не определяют ошибки в отпускаемом дозовом распределении, а лишь предполагают, что ошибки в дозе при облучении пациента не превышают 5 % при соблюдении требований протокола КК. Следует отметить, что данные работы противоречат друг другу в отношении частоты проверок, применяемых для этих приборов и вспомогательного оборудования.

Цель работы – разработка методики определения ошибки в полученном при калибровке радиационного выхода (РВ) медицинских ЛУ опорном значении дозы в зависимости от механических параметров штатива как механизма, предположительно оказывающего наибольший вклад в ошибки при калибровке РВ ЛУ [7, 8]. При этом результаты периодического КК штатива ЛУ должны быть выражены в единицах поглощенной дозы, что позволит использовать единые дозовые критерии оценки результатов КК штатива для любого из используемых на сегодняшний день медицинских ЛУ и исключить возможность превышения предельно до-

пустимой ошибки в величине поглощенной дозы, доставляемой пациенту радиационными пучками.

## Результаты исследований

В 2014 г. авторами разработана инструкция<sup>1</sup>, содержащая, в частности, методики проведения дозиметрических измерений поглощенной дозы фотонов в стандартных условиях

Для определения и настройки величины опорного значения дозы ЛУ использовалась процедура калибровки РВ согласно протоколу КК ЛУ, утвержденному Министерством здравоохранения Республики Беларусь [9], инструкции<sup>1</sup> и международным рекомендациям [10]. В дальнейшем при проведении лечебных процедур все значения отпускаемых ускорителем доз нормировались на величину поглощенной дозы на глубине максимума ионизации в воде 1 сГр. – 1 мониторинговая единица (1 МЕ).

На основании методов дозиметрических измерений, изложенных в инструкции<sup>1</sup>, авторами, с использованием трехмерного анализатора дозового поля, проведены дозиметрические измерения дозовых распределений ЛУ «Трилоджи» № 3567, установленного в ГУ «РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова», в частности, измерены процентно-глубинные дозовые распределения (ПГД) для радиационных полей размерами  $8 \times 8$  см,  $10 \times 10$  см и  $12 \times 12$  см, коэффициенты радиационного выхода (КРВ) для квадратных радиационных полей со стороной от 8 до 12 см с шагом 1 см, а также профильные дозовые распределения на опорной глубине ( $d = 100$  мм) для поля  $40 \times 40$  см (по результатам экспериментов установлено отсутствие случайных погрешностей при определении значений с точностью 0,1 % для исследуемого диапазона на экспериментальных данных).

Количество МЕ, необходимое для доставки известного значения поглощенной дозы на глубину максимума ионизации, определялось по формуле [4]:

$$ME_{cal} = \frac{D_{ref} \cdot 100}{K \times PDD_d \times OF(r_{sq}) \times K_{SSD} \times BOO_d(r)}, \quad (1)$$

где  $ME_{cal}$  – РВ ЛУ;  $D_{ref}$  – поглощенная доза в стандартных условиях на глубине  $d$  (для случая калибровки радиационного выхода  $d = Z_{ref}$ ) в воде для качества излучения  $Q$ ,  $K = 1$  сГр/МЕ;  $PDD_d$  – значе-

<sup>1</sup> Титович, Е.В. Методы дозиметрического сопровождения высокотехнологичной лучевой терапии / Е. В. Титович, И.Г. Тарутин, Г.В. Гацкевич // Инструкция по применению № 092-0914 утверждена Минздравом 23.12.2014)

ние ПД, определяется как частное от деления поглощенной дозы на глубине  $d$  (для случая калибровки радиационного выхода  $d = Z_{ref}$ ) к дозе на опорной глубине (для случая калибровки радиационного выхода глубине залегания максимума ионизации  $d_{max}$ ), выраженное в процентах;  $OF(r_{sq})$  – коэффициент радиационного выхода, представляющий собой отношение мощности дозы на опорной глубине для поля со стороной эквивалентного квадратного поля ( $r_{sq}$ ) к мощности дозы в той же точке в поле опорных размеров  $10 \times 10$  см;  $K_{SSD}$  – коэффициент, учитывающий изменение плотности потока фотонного пучка с изменением расстояние источник–поверхность (РИП), вычисляется по формуле:

$$K_{SSD} = \left( \frac{SCD}{SSD + d_{max}} \right)^2, \quad (2)$$

где  $SCD$  – расстояние источник–точка калибровки;  $SSD$  – расстояние источник–поверхность воды в измерительном фантоме;  $d_{max}$  – глубина залегания максимума ионизации;  $BOO_d(r)$  – отношение дозы в точке вне оси симметрии на глубине  $d$  (для случая калибровки радиационного выхода  $d = Z_{ref}$ ) и расстоянии от оси  $r$  к дозе симметричного поля на глубине  $d$  на оси. Значения  $BOO_d(r)$  получены авторами из измеренных профильных распределений дозы.

С использованием национального протокола КК авторами определены характеристики штативов ЛУ, отклонение значений которых от опорного может привести к возникновению ошибки при калибровке РВ ЛУ и таким образом повлиять на точность доставки дозы онкологическим пациентам [9]:

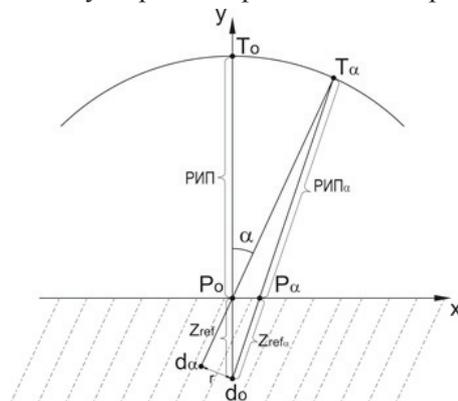
- точность установки нулевого положения штатива ускорителя;
- девиация изоцентра вращения штатива ускорителя.

Все расчеты проводились для фотонного излучения с энергиями 6 и 18 МэВ в условиях гомогенности среды и симметричности радиационных полей.

#### Точность установки нулевого положения штатива линейного ускорителя

При калибровке РВ ЛУ в соответствии со стандартными условиями проведения дозиметрических измерений (см. инструкцию<sup>1</sup>) штатив устанавливается в опорное положение  $0^\circ$  (шкала IEC). Для установления зависимости величины ошибки в полученном при калибровке РВ ЛУ опорном значении дозы от ошибки установки нулевого положения штатива ЛУ точке  $P_0$ , расположенной в изоцентре вращения штатива присвоены координаты

$X_{P_0} = 0$  и  $Y_{P_0} = 0$  (мм). Таким образом, точка расположения источника ионизирующего излучения (ИИ) (точка  $T_0$ ) имеет координаты  $X_{T_0} = 0$ ;  $Y_{T_0} = 1000$ , а положение опорной точки измерительного детектора (точка  $d_0$ )  $X_{d_0} = 0$ ;  $Y_{d_0} = -100$ . Схематическое отображение процедуры калибровки радиационного выхода линейного ускорителя представлено на рисунке 1.



**Рисунок 1** – Схема проведения калибровки радиационного выхода линейного ускорителя:  $T_0$  – точка расположения источника ионизирующего излучения при угле наклона штатива  $0^\circ$ ;  $d_0$  – положение опорной точки измерительного детектора при угле наклона штатива  $0^\circ$ ;  $P_0$  – точка изоцентра вращения штатива;  $T_\alpha$  – точка расположения источника ионизирующего излучения при угле наклона штатива  $\alpha$ ;  $d_\alpha$  – положение опорной точки измерительного детектора при угле наклона штатива  $\alpha$ ;  $r$  – смещение положения опорной точки измерительного детектора при угле наклона штатива  $\alpha$ ;  $P_\alpha$  – точка входа радиационного пучка в воду для смещения  $r$ ; РИП – расстояние источник–поверхность при угле наклона штатива  $0^\circ$ ; РИП $_\alpha$  – расстояние источник–поверхность при угле наклона штатива  $\alpha$ ;  $Z_{ref}$  – глубина залегания опорной точки измерительного детектора при угле наклона штатива  $0^\circ$ ;  $Z_{ref\alpha}$  – глубина залегания опорной точки измерительного детектора при угле наклона штатива  $\alpha$

**Figure 1** – Scheme of the radiation output calibration of the linear accelerator:  $T_0$  – point location of the source of ionizing radiation at an angle of inclination of the gantry  $0^\circ$ ;  $d_0$  – the position of the reference point of the measuring detector at an angle of inclination of the gantry  $0^\circ$ ;  $P_0$  – point of the gantry rotation isocenter;  $T_\alpha$  – point location of the source of ionizing radiation at an angle of inclination of the gantry  $\alpha$ ;  $d_\alpha$  – position of the reference point of the measuring detector at an angle of inclination of the gantry  $\alpha$ ;  $r$  – displacement of the reference point of the measuring detector at an gantry inclination angle  $\alpha$ ;  $P_\alpha$  – the beam entry point to the water to displacement value  $r$ ;  $SSD$  – source to surface distance at an angle of inclination of the gantry  $0^\circ$ ;  $SSD_\alpha$  – source to surface distance at an angle of inclination of the gantry  $\alpha$ ;  $Z_{ref}$  – the depth of the reference point of the measuring detector at an angle of inclination of the gantry  $0^\circ$ ;  $Z_{ref\alpha}$  – the depth of the reference point of the measuring detector at an angle of inclination of the gantry  $\alpha$

Координаты источника ИИ при возникновении ошибки в установке нулевого положения штатива ЛУ на угол  $\alpha$  (точка  $T_\alpha$ ):

$$X_{T_\alpha} = SSD \times \sin \alpha, \quad (3)$$

$$Y_{T_\alpha} = SSD \times \cos \alpha, \quad (4)$$

где  $SSD = 1000$  мм.

Координаты опорной точки измерения при вращении штатива ЛУ на угол  $\alpha$  (точка  $d_\alpha$ ):

$$X_{d_\alpha} = X_{d_0} - (SSD + Z_{ref}) \times \sin \alpha, \quad (5)$$

$$Y_{d_\alpha} = Y_{d_0} - (SSD + Z_{ref}) \times \cos \alpha, \quad (6)$$

где  $SSD = 1000$  мм;  $Z_{ref} = 100$  мм.

Смещение ( $r$ ) положения опорной точки измерительного детектора в стандартных условиях от точки пресечения осей симметрии радиационного пучка при вращении штатива ЛУ определяется выражением:

$$r = \sqrt{(X_{d_\alpha} - X_{d_0})^2 + (Y_{d_\alpha} - Y_{d_0})^2}. \quad (7)$$

Координаты точки входа (точка  $P_\alpha$ ) пучка в воду для смещения ( $r$ ) по горизонтальной оси положения опорной точки измерительного детектора получены авторами из формул:

$$X_{P_\alpha} = \text{tg}(\arccos(\frac{SSD + Z_{ref} - Y_{T_0} + Y_{T_\alpha}}{\sqrt{(X_{T_\alpha} - X_{d_0})^2 + (Y_{T_\alpha} - Y_{d_0})^2}})) \times Z_{ref}, \quad (8)$$

$$Y_{P_\alpha} = Y_{P_0}. \quad (9)$$

Значение РИП при вращении штатива ( $SSD_\alpha$ ) определено из выражения:

$$SSD_\alpha = \sqrt{(X_{T_\alpha} - X_{P_\alpha})^2 + (Y_{T_\alpha} - Y_{P_\alpha})^2}. \quad (10)$$

При изменении РИП происходит изменение ПГД [4]. Фактор изменения величины поглощенной дозы на глубине  $d$  при изменении РИП при вращении штатива ЛУ ( $F_\alpha$ ) определен из выражения:

$$F_\alpha = \left( \frac{SSD_\alpha + d_m}{SSD + d_m} \right)^2 \times \left( \frac{SSD + d}{SSD_\alpha + d} \right)^2, \quad (11)$$

где  $d$  – глубина точки измерения;  $d_m$  – глубина максимума ионизации для данной энергии ИИ.

Глубина залегания опорной точки измерительного детектора при изменении углов наклона штатива ускорителя ( $Z_{ref}$ ) получена из выражения:

$$Z_{ref\alpha} = \sqrt{(X_{P_\alpha} - X_{d_0})^2 + (Y_{P_\alpha} - Y_{d_0})^2}. \quad (12)$$

При отклонении штатива ЛУ от нулевого положения изменяется значение коэффициента качества радиационного пучка  $k_Q$ , характеризующего проникающую способность фотонного излучения. С использованием полученных из таблиц [10] значений  $k_Q$  для различных углов наклона штатива ускорителя ( $k_{Q\alpha}$ ), с помощью методологии, изложенной в инструкции<sup>1</sup>, определены изменения величины  $D_{ref}$ . Таким образом, установлено, что ошибки установки нулевого положения штатива ЛУ приведут к возникновению ошибок при определении опорного значения поглощенной дозы ввиду изменения РИП, глубины залегания точки измерений и изменения положения точки измерения по горизонтальной оси.

При помощи экспериментально измеренных авторами профильных дозовых распределений для значений  $r$ , полученных с использованием формул (3)–(7), путем интерполяции получены значения коэффициента  $BOO_d(r)_\alpha$ , характеризующего отношение дозы в точке вне оси на опорной глубине ( $d$ ) и расстоянии от пересечения осей радиационного пучка ( $r$ ) к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения осей симметрии радиационного пучка для углов наклона штатива ( $\alpha$ ) от 0 до 5°. Значения коэффициента  $BOO_d(r)_\alpha$  при различных  $\alpha$  изменяются от 1 до 1,0054 для 6 МэВ и от 1 до 1,0069 для 18 МэВ.

При помощи экспериментально измеренных ПГД с использованием формул (11) и (12) получены значения коэффициента  $F_\alpha$  для углов наклона штатива ( $\alpha$ ) от 0 до 5°. Выявлено, что изменениями значений коэффициентов  $F_\alpha$  и  $k_{Q\alpha}$  можно пренебречь (изменяются менее чем на 1,0001).

С использованием формулы (2) и значений измеренных экспериментально ПГД определены значения коэффициента  $K_{SSD}$  для углов наклона штатива ЛУ от 0 до 5° ( $K_{SSD\alpha}$ ). Выявлено, что значения коэффициента  $K_{SSD\alpha}$  изменяются от 1 до 1,0013 для обеих энергий фотонов.

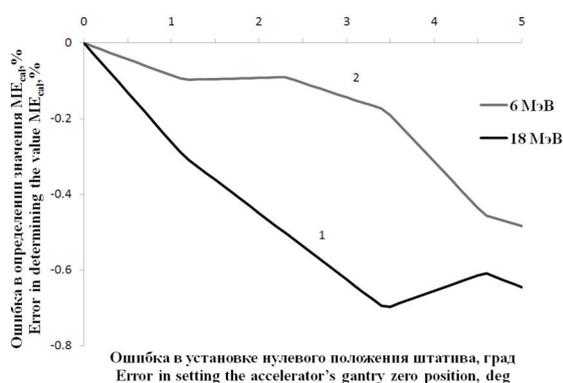
С использованием полученных экспериментально значений ПГД путем интерполяции рассчитаны значения ПГД на глубине  $Z_{ref\alpha}$  для углов наклона штатива ускорителя от 0 до 5°. Установлено, что отношение ПГД на глубине  $Z_{ref\alpha}$  ( $PDD_{Zref\alpha}$ ) к таковому значению на глубине  $Z_{ref}$  ( $PDD_{Zref}$ ) при изменении углов наклона штатива ускорителя ( $\alpha$ ) от 0 до 5° изменяются от 1 до 0,998 для 6 МэВ и от 1 до 0,999 для 18 МэВ.

Коэффициент  $K_{grcal}$ , учитывающий влияние угла наклона штатива на значение  $ME_{cal}$  определен из выражения:

$$K_{grcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{grcal\alpha}} = BOO_d(r)_\alpha \times \frac{PDD_{z_{ref}\alpha}}{PDD_{z_{ref}}} \times K_{SSD\alpha}, \quad (13)$$

где  $ME_{cal}$  – истинное значение РВ ЛУ (нулевое положение штатива ЛУ);  $ME_{grcal\alpha}$  – значение РВ ЛУ при наклоне штатива ускорителя на угол  $\alpha$ .

С использованием выражения (1) авторами определена величина изменения опорного значения дозы ( $ME_{cal}$ ) ЛУ при ненулевом положении штатива ускорителя (изменение углов наклона штатива ускорителя от 0 до 5°) по отношению к таковому значению в стандартных условиях (см. инструкцию<sup>1</sup>). Результаты представлены на рисунке 2.



**Рисунок 2** – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы линейного ускорителя от ошибки в установке нулевого положения штатива ускорителя для фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2)

**Figure 2** – Dependence of the error in determining the reference dose value of linac on the error in setting the zero position of the accelerator’s gantry for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2)

Таким образом, ошибка в определении  $ME_{cal}$  имеет сложную форму зависимости от угла вращения штатива ЛУ и отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в величину ошибки вносит коэффициент  $BOO_d(r)_\alpha$ . Максимальное значение ошибки составило  $-0,7\%$  для энергии 18 МэВ.

### Девияция изоцентра вращения штатива ускорителя

Девияция изоцентра вращения штатива происходит по трем осям: ось штатив–пол (z-вертикальная); ось штатив–лечебный стол (y-сагиттальная); ось поперек лечебного стола (x-латеральная).

Для установления зависимости ошибки в полученном при калибровке РВ медицинских ЛУ опорном значении дозы от величины девиации

изоцентра вращения штатива ЛУ авторами проведены исследования возможного смещения для каждой из осей.

Девияция изоцентра вращения штатива по сагиттальной и латеральной осям вызовет смещение положения измерительного детектора от изоцентра радиационного пучка без изменения РИП дозиметрической системы. Таким образом, установлено, что смещение по этим осям приведет к возникновению ошибок при определении опорного значения дозы ввиду изменения коэффициента  $BOO_d(r)$  (формула (1)).

Суммарное отклонение от точки пересечения осей симметрии радиационного пучка в случае такого смещения ( $r_{giso}$ ) определено из выражения:

$$r_{giso} = \sqrt{x_{giso}^2 + y_{giso}^2}, \quad (14)$$

где  $x_{giso}$  и  $y_{giso}$  – смещение положения опорной точки измерительного детектора от точки пересечения осей симметрии радиационного пучка.

При помощи экспериментально измеренных авторами профильных дозовых распределений для значений  $r_{giso}$ , полученных с использованием формулы (14), путем интерполяции получены значения коэффициента  $BOO_d(r_{giso})_{gisoxy}$ , характеризующего отношение дозы в точке вне оси на опорной глубине и расстоянии от пересечения осей радиационного пучка  $r_{giso}$  к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения осей симметрии радиационного пучка. Значения коэффициента  $BOO_d(r_{giso})_{gisoxy}$  определены для величин отклонения положения опорной точки измерительного детектора от точки пересечения осей симметрии радиационного пучка из диапазона от 0 до 10 мм для каждой из рассматриваемых осей радиационного пучка ЛУ.

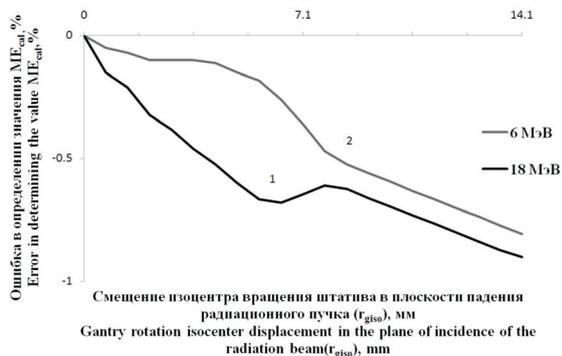
Из выражения (15) определен коэффициент  $K_{gisoxycal}$ , учитывающий влияние на значение  $ME_{cal}$  смещения изоцентра вращения штатива ускорителя по сагиттальной (x) и латеральной (y) осям:

$$K_{gisoxycal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{gisocalxy}} = BOO_d(r_{giso})_{gisoxy}, \quad (15)$$

где  $ME_{cal}$  – истинное значение РВ ЛУ (изоцентр не смещен);  $ME_{gisocalxy}$  – значение РВ ЛУ при смещении изоцентра вращения штатива ЛУ на величины x и y по сагиттальной и латеральной осям соответственно.

Выявлено, что отношение значения коэффициентов  $BOO_d(r_{giso})_{gisoxy}$  и  $K_{gisoxycal}$  при изменении величины отклонения положения опорной точки

измерительного детектора от точки пересечения сагиттальной и латеральной осей радиационного пучка от 0 до 10 мм изменяются от 1 до 1,008 для 6 МэВ и от 1 до 1,009 для 18 МэВ. Результаты представлены на рисунке 3.



**Рисунок 3** – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы линейного ускорителя от смещения изоцентра вращения штатива в плоскости падения радиационного пучка для фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2)

**Figure 3** – Dependence of the error in the determination of the dose reference value on the linear accelerator's gantry rotation isocenter displacement in the plane of incidence of the radiation beam for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2)

Таким образом, ошибка в определении ME<sub>cal</sub> имеет сложную форму зависимости от величины отклонения положения опорной точки измерительного детектора от точки пересечения сагиттальной и латеральной осей радиационного пучка и отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в величину ошибки вносит коэффициент  $BOO_d(r_{giso}, g_{isoz})$ . Максимальное значение ошибки составило  $-0,9\%$  для энергии 18 МэВ.

Девиация изоцентра вращения штатива по вертикальной оси вызовет изменение РИП без изменения величины смещения измерительного детектора от изоцентра радиационного пучка в плоскости, перпендикулярной направлению его падения. Таким образом, установлено, что смещение по вертикальной оси приведет к возникновению ошибки при определении опорного значения дозы при проведении процедуры калибровки радиационного выхода линейного ускорителя, так как изменится значение коэффициентов  $K_{SSD}$  и  $F$  из формулы (1), а также коэффициента  $k_Q$ . Для выявления ошибок в дозе при калибровке РВ в зависимости от величины смещения изоцентра вращения штатива по вертикальной оси авторами с использованием формулы (2) вычислены значения

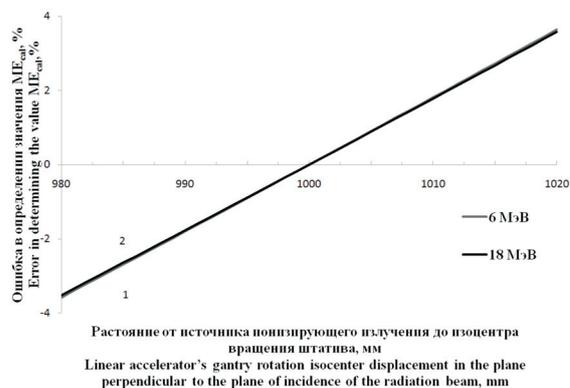
$K_{SSD}$  для случаев отклонения изоцентра вращения штатива ускорителя от вертикальной оси ( $K_{SSDg_{isoz}}$ ) и определено влияние изменения значения коэффициента  $K_{SSDg_{isoz}}$  на калибровку РВ ускорителя по формуле (1). При изменении РИП происходит изменение ПГД. Величина влияния этого процесса на измеренное значение дозы ( $F_{g_{isoz}}$ ) определена по формуле (11).

Выявлено, что изменение положения изоцентра вращения штатива ускорителя по вертикальной оси в диапазоне расстояний от 980 до 1020 мм от источника ионизирующего излучения приведет к изменениям значений  $K_{SSDg_{isoz}}$  от 1,0406 до 0,9617 и  $F_{g_{isoz}}$  – от 1,0031 до 0,997 для фотонов 6 МэВ и 18 МэВ. Значения  $k_{Qg_{isoz}}$  в этом случае изменяются от 1,0003 до 0,9997 для фотонов 6 МэВ и от 1,0009 до 0,9991 для фотонов 18 МэВ.

Из выражения (16) определен коэффициент  $K_{g_{isozcal}}$  учитывающий влияние на значение ME<sub>cal</sub> смещения изоцентра вращения штатива ускорителя по вертикальной ( $z$ ) оси. Результаты представлены на рисунке 4.

$$K_{g_{isozcal}} = \frac{ME_{cal}}{ME_{isocalz}} = \frac{K_{SSDg_{isoz}} \times F_{g_{isoz}}}{K_{Qg_{isoz}}}, \quad (16)$$

где ME<sub>cal</sub> – истинное значение РВ ЛУ (изоцентр не смещен); ME<sub>isocalz</sub> – значение РВ ЛУ при смещении изоцентра вращения штатива ЛУ перпендикулярно плоскости падения радиационного пучка.



**Рисунок 4** – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы линейного ускорителя от величины смещения изоцентра вращения штатива ускорителя в плоскости, перпендикулярной плоскости падения радиационного пучка для фотонов с энергиями 6 МэВ (1) и 18 МэВ (2)

**Figure 4** – Dependence of the error in the determination of the dose reference value on the linear accelerator's gantry rotation isocenter displacement in the plane perpendicular to the plane of incidence of the radiation beam for photons with energies of 6 MeV (1) and 18 MeV (2)

Таким образом, установлено, что ошибка в определении  $ME_{cal}$  имеет выраженную линейную зависимость от величины смещения изоцентра вращения штатива ЛУ перпендикулярно плоскости падения радиационного пучка и практически не отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в величину ошибки вносит коэффициент  $K_{SSD_{gisoz}}$ . Значение ошибки изменялось от  $-3,57$  до  $3,64$  % в диапазоне расстояний от источника ионизирующего излучения до изоцентра вращения штатива от 980 мм до 1020 мм для 6 МэВ и от  $-3,51$  до  $3,58$  % в диапазоне расстояний от источника ионизирующего излучения до изоцентра вращения штатива от 980 до 1020 мм для 18 МэВ.

### Заключение

Разработана оригинальная методика определения ошибки в полученном при калибровке радиационного выхода медицинских линейных ускорителей опорном значении дозы, возникающей при отклонениях механических характеристик штатива.

С использованием разработанной методики и результатов экспериментальных дозиметрических измерений получены зависимости величины возникающей ошибки от установки нулевого положения штатива ускорителя и девиации изоцентра вращения штатива ускорителя по каждой из осей. Установлено, что наибольшее влияние на величину ошибки оказывает смещение изоцентра вращения штатива в плоскости, перпендикулярной плоскости падения радиационного пучка (до  $3,64$  %).

Для проведения комплексной оценки возможности клинического использования линейного ускорителя для облучения пациентов необходимо проведение дальнейших исследований и разработка методик, позволяющих провести анализ влияния всех его характеристик и дозиметрических параметров его радиационных пучков на ошибку

в дозе при калибровке радиационного выхода линейных ускорителей и, непосредственно, при облучении пациентов.

### Список использованных источников

1. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures, International Commission On Radiation Units And Measurements. – Washington, D.C.: ICRU, 1976. – Rep. 24.
2. Тарутин, И.Г. Радиационная защита при медицинском облучении / И.Г. Тарутин. – Минск : Вышэйшая школа, 2005. – 324 с.
3. Mijnheer, B.J. Reply to precision and accuracy in radiotherapy / B. J. Mijnheer. – Radiotherapy and Oncology. – 1989. – Vol. 14, № 2. – P. 163–167.
4. Khan, F.M. The Physics of Radiation Therapy / F.M. Khan. – 4th ed. – Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2010. – 531 p.
5. Klein, E.E. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators / E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth [et al.] // Medical physics. – 2009. – Vol. 36, № 9. – P. 4197–212.
6. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, Quality control of medical electron accelerators. – SS-RMP, 2003, recommendation. – No. 11. – P. 1–31.
7. Steenhuijsen, J. EP-1388 Delivery accuracy of treatment plans for dose painting by numbers / J. Steenhuijsen [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2012. – Vol. 103, Suppl. № 1. – P. S527.
8. World Health Organization, Quality Assurance in Radiotherapy. – Geneva : WHO, 1988.
9. Тарутин, И.Г. Контроль качества медицинских ускорителей электронов / И.Г. Тарутин, А.Г. Страх, Г.В. Гацкевич // Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике : сб. / под ред. Г.В. Гацкевича, И.Г. Тарутина. – Минск : Полипринт, 2009. – С. 31–66.
10. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy/ An international Code of Practice for Dosimetry Based on Gantryards of Absorbed dose to Water // IAEA. Technical Report Series. – № 398. – Vienna, 2000.

# Technique of estimation of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure. Part 1. Dependence of the mechanical parameters of linac's gantry

Tsitovich Y.V.<sup>1</sup>, Kiselev M.G.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus,  
223040, Lesnoy, Minsk District, Belarus

<sup>2</sup>Belarusian State University,  
Nezavisimosty Ave., 4, 220050, Minsk, Belarus

Received 17.06.2015

Accepted for publication 03.11.2015

**Abstract.** To ensure the safety of radiation oncology patients needed to provide a consistent functional characteristics of the medical linear electron accelerators, which affect the accuracy of dose delivery. To this end, their quality control procedures, which include the calibration of radiation output of the linear accelerator, the error in determining the dose reference value during which must not exceed 2 %, is provided. The aim is to develop a methodology for determining the error in determining this value, depending on the mechanical characteristics of the linac's gantry. To achieve the objectives have been carried out dosimetric measurements of Trilogy S/N 3567 linac dose distributions, on the basis of which dose errors depending on the accuracy setting the zero position of the gantry and the deviation of the gantry rotation isocenter were obtained. It was found that the greatest impact on the value of the error has gantry rotation isocenter deviation in a plane perpendicular to the plane of incidence of the radiation beam (up to 3,64% for the energy of 6 MeV). Dose errors caused by tilting the gantry and its isocenter deviation in the plane of incidence of the beam were highest for 18 MeV energy and reached –0,7 % and –0,9 % respectively. Thus, it is possible to express the results of periodic quality control of the linear accelerator gantry in terms of dose and use them to conduct a comprehensive assessment of the possibility of clinical use of a linear accelerator for oncology patients irradiation in case of development of techniques that allow to analyze the influence of the rest of its technical and dosimetric parameters for error in dose.

**Keywords:** radiation therapy, linear accelerator radiation output calibration procedure, error in the reference value of the absorbed dose, linac's gantry.

---

**Адрес для переписки:**

Титович Е.В.  
РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,  
223040, агрогородок Лесной, Минский район,  
Минская область, Беларусь  
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

**Address for correspondence:**

Tsitovich Y.V.  
N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus,  
223040, Lesnoy, Minsk District, Belarus  
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

---

**Для цитирования:**

Титович Е.В., Киселев М.Г.  
Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя.  
Часть 1. Зависимость от механических параметров штатива  
Приборы и методы измерений  
2015. – Т. 6, № 2. – С. 230–238

**For citation:**

Tsitovich Y.V., Kiselev M.G.  
Technique of estimation of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure.  
Part 1. Dependence of the mechanical parameters of linac's gantry  
Devices and Methods of Measurements  
2015, vol. 6, No. 2, pp. 230–238

## References

1. International Commission On Radiation Units And Measurements. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures. *Washington, D.C: ICRU*, 1976, rep. 24.
2. Tarutin I.G. *Radiacionnaya zaschita pri medicinskom obluchenii* [Radiation protection during medical irradiation]. Minsk, Vysheishaya Shkola Publ., 2005, 324 p. (in Russian).
3. Mijnheer, B.J. Reply to precision and accuracy in radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 1989, vol. 14, no. 2, pp. 163–167.
4. Khan, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2010, 531 p.
5. Klein, J. Hanley, J. Bayouth E. E. et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Medical physics*, 2009, vol. 36, no. 9, pp. 4197–212.
6. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, Quality control of medical electron accelerators. SSRMP, 2003, recommendation, no. 11, pp. 1–31.
7. Steenhuijsen, J. Delivery accuracy of treatment plans for dose painting by numbers. *Radiotherapy & Oncology*, 2012, vol. 103, suppl. No. 1, pp. S527.
8. World Health Organization. Quality Assurance in Radiotherapy. Geneva: WHO, 1988.
9. Tarutin I.G., Gackevich G.V. *Kontrol' kachestva v luchevoj terapii i luchevoj diagnostike* [Quality control of radiation therapy and medical imaging]. Minsk, Polyprint publ., 2009, pp. 31–66 (in Russian).
10. IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international Code of Practice for Dosimetry Based on Gantryards of Absorbed dose to Water. *Technical Report Series*. № 398, Vienna, 2000.